

Bone fixation system for Osteosynthesis

Patent Number: DE4343117
 Publication date: 1995-06-22
 Inventor(s):
 Applicant(s): WOLTER DIETMAR (DE)
 Requested Patent: ☐ DE4343117
 Application Number: DE19934343117 19931217
 Priority Number(s): DE19934343117 19931217
 IPC Classification: A61B17/58
 EC Classification: A61B17/80F
 Equivalents:

Abstract

The fixation system has at least one bone plate (8) with at least one bore in which is set a bone screw (1). A seat (4,11) is provided which allows a mutual arrangement of the plate and screw. The screw is fixed at a defined angle to the plate by a threaded connection between the seat and of the plate and the screw. The pitch of the threaded connection is marginally smaller than the thread of the bone screw.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

DE4343117 Translation (using Google)

Background and Summary

The invention concerns a fixation system for bones with bone plate and at least one bone screw after the generic term of the requirement 1. Such fixation systems are used in the osteosynthesis, whereby the bone screws are connected with the fragments and the bone plates the german type to bridge. Here is desirable to bring the bone screw into adjustment to the conditions of the bone part under different angles, which can be connected, into the bone plate. For this the bone screws have heads with half spherical seat face with a well-known fixation system, a seat face is assigned to which in throughholes of the bone plate. If for example with a simple fracture the two pieces of bone must be interconnected, the metallic bone plate on the furnished pieces of bone put after is pivoted in such a way the screws in the bones that the bearing surfaces of the screw heads and the disk holes into plant to come together and the plate is pressed against the bone. It results a fixed connection of bone parts, bone plate and bone screws. It was shown that a loosening of the bone screw bone disk connection can take place. One of the causes lies in the insufficient stability of the winkelverbindung of bone screw and bone plate, which are secured only by the frictional forces between screw head and disk hole.

A anglestable connection of bone screw and bone plate leads however to a stability gain of the total assembly. There is well-known different solutions to achieve a such stable connection. In accordance with Ep-a-10 201,024 this can take place for example by means of the fact that a pressure plate is assigned to the bone plate, with the screw heads is strutable and these in a selected winkellage fixed. The complex fixation systems with a pressure plate are reduced due to their relatively large volume in the applicability. Another solution consists 041 50 in accordance with WO/89 of expand and thereby in the disk hole pressing the screw head into a slot range with a spreizschraube. The screw head has and/or this

surrounding employment as well as the disk hole spherical seat faces, which make an adjustment possible under different angles. This fixation system is likewise in production and application complex. Finally is already well-known to provide the screw head with an external thread and the disk hole with an internal thread. Now if the screw in the bones is pivoted, then it comes by the thread connection to a anglestable adjustment of plate and screw. This solution has however the serious disadvantage that the screw can be brought in not in any angle, but only in the adjustments given by the thread axes into the disk hole.

The invention is the basis the task to create a fixation system of the kind initially specified with selectable and fixable angle between bone plate and bone screw which has a smaller space requirement and is less complex. The task is solved by a fixation system in accordance with requirement 1. Favorable arrangements of the system are indicated in the unteranspruechen. With a fixation system according to invention the seat faces of bone plate and bone screw are in such a way arranged that they permit a mutual adjustment under different winkellagen. For this the bone screw can have spherical seat face at a screw head and the bone plate a cylindrical, conical or spherical seat face in a throughhole. Furthermore the seat faces are provided with the means for the establishment of a certain angle adjustment of bone screw and bone plate, which exhibit a preformed thread at at least one of the seat faces.

When pivoting the bone screw in the bones under a certain angle that forms at least a thread connection of the seat faces, which the screw under its screwing in angle at the plate protection those can develop for thread connection under shaping of the materials and be secured by grip (frictional engagement) and/or material conclusion (friction welding) between the seat faces. The material shaping can arise as a result of adjustment of the preformed thread of a seat face to its from the screwing angle determined contact areas of the other seat face and in reverse. The friction-conclusive and/or material-conclusive connection can be a consequence of

the material shaping. Instead of a plate also different surgical/orthopedic connecting carriers of different organization are possible.

The upward gradient of the preformed thread can be slightly smaller than the upward gradient of the bone thread of the screw, in order to reach a contact pressure of the plate against the bone surface. During a preferential arrangement the preformed thread has thread segments from each other beabstandete, whose spacer ranges favor the penetration of a Gegengewindes under different screwing in angles. The thread segments can in each case have an intake range with to flow the converging thread profile. Similarly as a schlittenkufe these segments in such a way arranged facilitate a taking up and/or a contriving of a Gegengewindes. The number of thread segments per thread can be differently selected and vary with a thread. Preferably each thread of the preformed thread has 2-4 thread segments. In particular for technical reasons the thread segments can be grouped arranged to certain extent of the preformed thread. Both the seat face of the bone plate and the seat face of the bone screw can have a preformed thread out thread segments from each other beabstandeten. By the penetration of the bone screw into the bone plate it can come then to a hooking of the segments of different threads, which make secondary loosening and unscrewing more difficult.

In addition, instead a seat face can exhibit a preformed thread with thread segments and the other seat face a preformed continuous thread, what offers in particular technical advantages. The thread segments at the screw or the plate can be arranged and can the continuous thread at the plate or the screw. In addition, a preformed thread can be present only in one of the seat faces, which is from a harder material than the other seat face. By pivoting the screw it comes then to thread training in the disk seat face by shaping procedures and to a thread seat secured by frictional engagement and/or material conclusion. The preformed thread is preferentially maintained at the screw and can be a continuous thread. The screwing in procedure is facilitated by the fact that suitable materials for plate and screw are used. With improved steel the thread-basic seat face of a screw can do

hardened be-being one further solution exists in the fact that with titanium the seat face of the screw consists of a hard titanium alloy and the plate from softer pure titanium is manufactured and the thread at the screw must with the fact is in such a way preformed that the cut/reforming process is facilitated. By employment of a more-usual thread a larger variability of the angle adjustment can be reached in particular with preformed threads with thread segments. Preferentially the seat face of the bone screw at the lateral surface of a screw head is trained. Around depressing the screw head through bone plate further to obstruct this can have a notice for plant to a thrust ring of the bone plate. The bone plate trained however its seat face preferentially in a throughhole.

The invention has the following advantages in relation to the well-known solutions of an anglable connection at a fixation system for bones above all: - the system consists of only two components, i.e. the bone plate and the bone screws. - further construction units, which lay on for example or which arrange assembly complicated, avoided. - the safety device of the screw under a certain angle at the plate is from large firmness. The danger of the release at spherical seat faces is avoided. - the operation technology is changed by the solution according to invention, because the establishment of the angle takes place at the same time between screw and plate with pivoting into the bone. Tightening accessories of well-known anglable connections be void-being void that employment by torque screwdrivers is to be considered, in order to avoid a destroying of the threads of the connection by finish turns. Torque screwdrivers are already used with the well-known implant systems. Further details and advantages of the invention result from the following description of the lying close designs of preferential execution forms.

Brief Description of Figures:

Fig. 1 bone screw before connection with different bone plates AC in the partial section;

- Fig. 2 bone screw with notice in the partial section;
- Fig. 3 bone screw with continuous more-usual thread in the partial section;
- Fig. 4 bone screw with two-usual interrupted thread in the partial section;
- Fig. 5 bone screw with hardened form thread in the partial section;
- Fig. 6 part of a bone plate with continuous internal thread in the plan view;
- Fig. 7 part of a bone plate with 4fachem interrupted internal thread in the plan view;
- Fig. 8 part of a bone plate with 3fachem interrupted internal thread in the plan view.

Detailed Description

With a fixation system in accordance with Fig. 1 a bone screw 1 at a shank 2 carries a screw head 3, which has an essentially spherical seat face 4 at the lower surface and at the top side a flattening 5. In the seat face 4 an external thread 6 is preformed. The external thread 6 has an upward gradient, which is slightly smaller than the upward gradient of a bone thread at the broken off part of the shank 2. In the flattening 5 an admission 7 for a positive opposite of an insertion tool is trained. Different bone plates 8 can be assigned to this bone screw 1, which are represented in the parts of A-C of the Fig. 1.

It is common to the bone plates 8 that they have a throughhole 9 for accomplishing the shank 2 and for the admission of the head 3 of the screw 1. All throughholes are provided with an internal thread 10. The internal threads 10 are trained at seat faces 11, which are spherical in accordance with partial representation A, cylindrical in accordance with partial representation B, and conical in accordance with partial representation C. Pivoting of the bone screw 1 into one of the bone plates 8 is possible under different angle adjustments. At inclination of the screw axis to the hole axle a material shaping takes place within the range of the threads 6, 10, which leads to a frictional engagement and/or a

friction welded joint between screw 1 and plate 8. The plate at the same time puts on itself 8 at the bones which can be supplied.

The bone screw 1 in accordance with Fig. 2 differs from described the before only by the fact that the screw head 3 exhibits a laterally supernatant notice 12 adjacent on the upper-lateral flattening 5. The notice 12 is to prevent that the screw 1 steps by the throughhole of a plate 8, by putting on themselves with the notice at their top side.

The bone screw 1 in accordance with Fig. 3 differs from in accordance with Fig. the 1 by a more-usual thread 6 at the spherical seat face 4. As is the case for the bone screws 1 described before the threads 6 are continuous trained.

With the variant of a bone screw 1 in accordance with Fig. 4 however the screw head 3 at a spherical seat face 4 exhibits a two-usual thread 6, with which each thread exists out thread segments 13 from each other beabstandeten. Each thread segment 13 is lense-shaped implemented, i.e. has to its flow 14 and its running out 15 converging profile. With this screw 1 the thread segments 13 have a constant distance, are however in the different threads at different extent positions arranged.

With the bone screw in accordance with Fig. 5 the spherical seat face 4 of the screw head carries 3 thread segments 13 of an external thread 6, which are one above the other arranged in the different threads in groups 15. Between the groups 15 thus meridionale thread-free spacer ranges 16 are trained. With this screw 1 it concerns a gewindeformer hardened at the head 3, which is pivotable into a thread-free throughhole of a bone plate 8. The spacer ranges can serve 16 as spannuten.

The Fig. 6 shows a bone plate 8, whose throughhole 9 exhibits a continuous internal thread 10. This plate 8 corresponds to the partial representation A of the Fig. 1.

The bone plate 8 the Fig. 7 has an internal thread 10 out thread segments 17 from each other beabstandeten in the throughhole 9. Each thread exhibits four thread segments 17, their profiles in each case to the two ends of 18, 19 converges.

The bone plate 8 the Fig. 8 differs from the previous by the fact that only three thread segments 17 per thread are intended. The bone plate 8 in accordance with Fig. 6 is combined preferentially with a bone screw 1 in accordance with Fig. 4. The continuous internal thread 10 of the bone plate 8 can occur under different screwing angles the spacer ranges of the thread segments 13 of the bone screw 1. The bone plates 8 the Fig. 7 and 8 can be used for example with bone screws 1 in accordance with Fig. 3 or 4. The spacer ranges between the thread segments 17 permit both a penetration of the continuous and the segmented screw thread 6.

Claims:

1. Fixation system for bones marked by a bone plate (8) by at least one throughhole (9), at least a bone screw (1), inserted into a throughhole, a mutual adjustment under different angles making possible seat faces (4, 11) of bone plate (8) and bone screw (1) and means (6, 10) for the establishment of the bone screw in a certain angle to the bone plate, by the fact that the means exhibit one for establishment in pivoting the bone screw (1) in the certain angle of a preformed thread (6, 10) at at least one seat face (4, 11) formed thread connection of the seat faces of bone plate (8) and bone screw (1).

2. System according to requirement 1, by the fact characterized that the upward gradient of the preformed thread (6, 11) is slightly smaller than the upward gradient of a bone thread of the bone screw (1).

3. System according to requirement 1 or 2, by the fact characterized that the preformed thread (6, 10) has thread segments from each other beabstandete (13, 17).

4. System according to requirement 3, by the fact characterized that the thread segments (13, 17) have in each case an intake range also to flow (14, 19) the converging thread profile.

5. System according to requirement 3 or 4, by the fact characterized that each thread of the preformed thread (6, 10) has three to four thread segments (13, 17).

6. System after one of the requirements 3 to 5, by the fact characterized that the thread segments (13, 17) are arranged in certain extent ranges of the preformed thread (6, 10) in groups of (15).

7. System after one of the requirements 3 to 6, by the fact characterized that both the seat face (11) of the bone plate (8) and the seat face (4) of the bone screw (1) has a preformed thread (6, 10) out thread segments from each other beabstandeten (13, 17).

8. System after one of the requirements 3 to 7, by the fact characterized that the seat face (4) of the bone screw (1) has a preformed thread (6) out thread segments (13) and the seat face (11) of the bone plate (8) a preformed, continuous thread (10) from each other beabstandeten.

9. System after one of the requirements 3 to 7, by the fact characterized that the seat face (11) of the bone plate (8) has a preformed thread (10) out thread segments (17) and the seat face (4) of the bone screw (1) a continuous, preformed thread (6) from each other beabstandeten.

10. System after one of the requirements 1 to 6, by the fact characterized that only one of the seat faces (4) has a preformed thread (6) and from a harder material than the other seat face is.

11. System according to requirement 10, by the fact characterized that the preformed thread a seat face (4) the continuous thread (6) is.

12. System according to requirement 10 or 11, by the fact characterized that the bone screw (1) has threads a (6).

13. System after one of the requirements 1 to 12, by the fact characterized that the preformed thread is a more-usual thread (6).

14. System after one of the requirements 1 to 13, by the fact characterized that the seat face is spherical (4) of the bone screw (1).

15. System after one of the requirements 1 to 14, by the fact characterized that the seat face (4) of the bone screw (1) at the lower surface of a screw head (3) is trained.

16. System after one of the requirements 1 to 15, by the fact characterized that the screw head (3) has a notice (12) for plant at a thrust ring of the bone plate (8).

17. System after one of the requirements 1 to 16, by the fact characterized that the seat face is (11) of the bone plate (8) cylindrically, conical or spherical.

18. System after one of the requirements 1 to 17, by the fact characterized that the seat face (11) of the bone plate (8) is trained in a throughhole (9).



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 43 43 117 A 1**

⑤1 Int. Cl. 5:
A 61 B 17/58

②1 Aktenzeichen: P 43 43 117.8
②2 Anmeldetag: 17. 12. 93
④3 Offenlegungstag: 22. 6. 95

DE 43 43 117 A 1

⑦1 Anmelder:
Wolter, Dietmar, Prof.Dr., 20099 Hamburg, DE

⑦4 Vertreter:
Hauck, H., Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing., 80336 München; Graalfs, E., Dipl.-Ing., 20354 Hamburg; Wehnert, W., Dipl.-Ing., 80336 München; Döring, W., Dipl.-Wirtsch.-Ing. Dr.-Ing., 40474 Düsseldorf; Siemons, N., Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anwälte; Reichert, H., Rechtsanw., 20354 Hamburg

⑦2 Erfinder:
Erfinder wird später genannt werden

⑤4 Fixationssystem für Knochen

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Fixationssystem für Knochen mit einer Knochenplatte mit wenigstens einem Durchgangsloch, wenigstens einer in ein Durchgangsloch eingesetzten Knochenschraube, eine gegenseitige Ausrichtung unter verschiedenen Winkeln ermöglichenden Sitzflächen von Knochenplatte und Knochenschraube und Mitteln zum Festlegen der Knochenschraube in einem bestimmten Winkel zur Platte. Es wird ein System mit winkelstabiler Schraubenausrichtung, geringerem Aufwand und kleinerem Volumen angestrebt. Hierzu weisen die Mittel zum Festlegen eine durch Eindrehen der Knochenschraube in dem bestimmten Winkel von einem vorgeformten Gewinde an mindestens einer Sitzfläche gebildete Gewindeverbindung der Sitzflächen von Knochenplatte und Knochenschraube auf.

DE 43 43 117 A 1

Die Erfindung betrifft ein Fixationssystem für Knochen mit einer Knochenplatte und mindestens einer Knochenschraube nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Derartige Fixationssysteme werden in der Osteosynthese verwendet, wobei die Knochenschrauben mit den Fragmenten verbunden werden und die Knochenplatten die Fraktur überbrücken. Hierbei ist wünschenswert, die Knochenschraube in Anpassung an die Gegebenheiten des zu verbindenden Knochenteiles unter verschiedenen Winkeln in die Knochenplatte einzubringen. Hierzu haben bei einem bekannten Fixationssystem die Knochenschrauben Köpfe mit etwa halbkugelförmiger Sitzfläche, denen eine Sitzfläche in Durchgangslöchern der Knochenplatte zugeordnet ist. Wenn beispielsweise bei einer einfachen Unterschenkelfraktur die beiden Knochenstücke miteinander verbunden werden müssen, wird die metallische Knochenplatte auf die eingerichteten Knochenstücke gelegt. Danach werden die Schrauben in den Knochen so eingedreht, daß die Auflageflächen der Schraubenköpfe und der Plattenlöcher in Anlage aneinander kommen und die Platte gegen den Knochen gepreßt wird. Es resultiert eine feste Verbindung von Knochenteilen, Knochenplatte und Knochenschrauben.

Es hat sich gezeigt, daß eine Lockerung der Knochenschrauben-Knochenplatten-Verbindung stattfinden kann. Eine der Ursachen liegt in der ungenügenden Stabilität der Winkelverbindung von Knochenschraube und Knochenplatte, die nur durch die Reibkräfte zwischen Schraubenkopf und Plattenloch gesichert ist. Eine winkelstabile Verbindung von Knochenschraube und Knochenplatte führt hingegen zu einem Stabilitätsgewinn der Gesamtmontage. Es sind verschiedene Lösungen bekannt, eine derartige stabile Verbindung zu erreichen.

Gemäß EP-A-10 201 024 kann dies beispielsweise dadurch geschehen, daß der Knochenplatte eine Druckplatte zugeordnet ist, die mit den Schraubenköpfen verspannbar ist und diese in einer gewählten Winkellage fixiert. Die aufwendigen Fixationssysteme mit einer Druckplatte sind aufgrund ihres verhältnismäßig großen Volumens in der Anwendbarkeit eingeschränkt.

Eine andere Lösung besteht gemäß WO/89 041 50 darin, den Schraubenkopf in einen Schlitzbereich mit einer Spreizschraube aufzuweiten und hierdurch im Plattenloch einzupressen. Dabei haben der Schraubenkopf bzw. ein diesen umgebender Einsatz sowie das Plattenloch kugelförmige Sitzflächen, die eine Ausrichtung unter verschiedenen Winkeln ermöglichen. Dieses Fixationssystem ist ebenfalls in Herstellung und Anwendung aufwendig.

Schließlich ist schon bekannt, den Schraubenkopf mit einem Außengewinde und das Plattenloch mit einem Innengewinde zu versehen. Wird nun die Schraube in den Knochen eingedreht, so kommt es durch die Gewindeverbindung zu einer winkelstabilen Ausrichtung von Platte und Schraube. Diese Lösung hat jedoch den gravierenden Nachteil, daß die Schraube nicht in einem beliebigen Winkel, sondern nur in der durch die Gewindeachsen vorgegebenen Ausrichtungen in das Plattenloch eingebracht werden kann.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Fixationssystem der eingangs genannten Art mit wählbarem und fixierbarem Winkel zwischen Knochenplatte und Knochenschraube zu schaffen, welches einen geringe-

ren Platzbedarf hat und weniger aufwendig ist.

Die Aufgabe wird durch ein Fixationssystem gemäß Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Systems sind in den Unteransprüchen angegeben.

Bei einem erfindungsgemäßen Fixationssystem sind die Sitzflächen von Knochenplatte und Knochenschraube so gestaltet, daß sie eine gegenseitige Ausrichtung unter verschiedenen Winkellagen zulassen. Hierzu kann die Knochenschraube ein sphärische Sitzfläche an einem Schraubenkopf und die Knochenplatte eine zylindrische, konische oder sphärische Sitzfläche in einem Durchgangsloch haben. Ferner sind die Sitzflächen mit den Mitteln zum Festlegen einer bestimmten Winkel-ausrichtung von Knochenschraube und Knochenplatte versehen, die ein vorgeformtes Gewinde an mindestens einer der Sitzflächen aufweisen. Beim Eindrehen der Knochenschraube in den Knochen unter einem bestimmten Winkel bildet das mindestens eine Gewinde eine Gewindeverbindung der Sitzflächen, welche die Schraube unter ihrem Einschraubwinkel an der Platte sichert. Die Gewindeverbindung kann unter Umformung des Materiales entstehen und durch Kraftschluß (Reibschluß) und/oder Stoffschluß (Reibschweißen) zwischen den Sitzflächen gesichert sein. Dabei kann sich die Materialumformung durch Anpassung des vorgeformten Gewindes einer Sitzfläche an seine durch den Schraubwinkel bestimmte Kontaktflächen der anderen Sitzfläche und umgekehrt ergeben. Die reibschlüssige bzw. stoffschlüssige Verbindung kann eine Folge der Materialumformung sein. Statt einer Platte kommen auch andere chirurgische/orthopädische Verbindungsträger unterschiedlicher Gestaltung in Betracht.

Die Steigung des vorgeformten Gewindes kann geringfügig kleiner als die Steigung des Knochengewindes der Schraube sein, um einen Anpreßdruck der Platte gegen die Knochenfläche zu erreichen.

Bei einer bevorzugten Ausgestaltung hat das vorgeformte Gewinde voneinander beabstandete Gewindegewinde-segmente, deren Abstandsbereiche das Eindringen eines Gegengewindes unter verschiedenen Einschraubwinkeln begünstigen. Die Gewindegewinde-segmente können jeweils einen Einlaufbereich mit einem zum Einlaufende hin konvergierenden Gewindeprofil haben. Ähnlich wie eine Schlittenkufe erleichtern diese solchermaßen gestalteten Segmente das Aufnehmen bzw. Einfädeln eines Gegengewindes. Die Anzahl der Gewindegewinde-segmente pro Gewindegang kann verschieden gewählt sein und bei einem Gewinde variieren. Vorzugsweise hat jeder Gewindegang des vorgeformten Gewindes 2-4 Gewindegewinde-segmente. Insbesondere aus fertigungstechnischen Gründen können die Gewindegewinde-segmente in bestimmten Umfangsbereichen des vorgeformten Gewindes gruppiert angeordnet sein.

Sowohl die Sitzfläche der Knochenplatte als auch die Sitzfläche der Knochenschraube können ein vorgeformtes Gewinde aus voneinander beabstandeten Gewindegewinde-segmenten haben. Durch das Eindringen der Knochenschraube in die Knochenplatte kann es dann zu einer Verhakung der Segmente verschiedener Gewinde kommen, die ein sekundäres Lockern und Herausdrehen erschwert.

Statt dessen kann aber auch eine Sitzfläche ein vorgeformtes Gewinde mit Gewindegewinde-segmenten und die andere Sitzfläche ein vorgeformtes durchgehendes Gewinde aufweisen, was insbesondere fertigungstechnische Vorteile bietet. Dabei können die Gewindegewinde-segmente an der Schraube oder der Platte und kann das durchgehende Gewinde an der Platte oder der Schraube angeordnet

sein.

Ein vorgeformtes Gewinde kann aber auch nur in einer der Sitzflächen vorhanden sein, die aus einem härteren Material als die andere Sitzfläche ist. Durch das Eindrehen der Schraube kommt es dann zu einer Gewindeausbildung in der Plattensitzfläche durch Umformungsvorgänge und zu einem durch Reibschluß bzw. Stoffschluß gesicherten Gewindesitz. Das vorgeformte Gewinde ist bevorzugt an der Schraube ausgebildet und kann ein durchgehendes Gewinde sein. Der Einschraubvorgang wird dadurch erleichtert, daß geeignete Materialien für Platte und Schraube verwendet werden. Bei veredelten Stählen kann die gewindetragende Sitzfläche einer Schraube gehärtet sein. Eine weitere Lösung besteht darin, daß bei Titan die Sitzfläche der Schraube aus einer harten Titan-Legierung besteht und die Platte aus weicherem Rein-Titan gefertigt ist und das Gewinde an der Schraube muß dabei so vorgeformt werden, daß der Schneide-/Umformvorgang erleichtert wird.

Durch Einsatz eines mehrgängigen Gewindes läßt sich insbesondere bei vorgeformten Gewinden mit Gewindesegmenten eine größere Variabilität der Winkelausrichtung erreichen.

Bevorzugt ist die Sitzfläche der Knochenschraube an der Mantelfläche eines Schraubenkopfes ausgebildet. Um ein Durchtreten des Schraubenkopfes durch Knochenplatte weiter zu behindern kann dieser einen Anschlag für Anlage an einen Gegenanschlag der Knochenplatte haben. Die Knochenplatte hat hingegen ihre Sitzfläche bevorzugt in einem Durchgangsloch ausgebildet.

Die Erfindung hat gegenüber den bekannten Lösungen einer winkelstabilen Verbindung an einem Fixationssystem für Knochen vor allem die folgenden Vorteile:

- Das System besteht aus nur zwei Komponenten, nämlich der Knochenplatte und der Knochenschrauben.
- Weitere Bauteile, die beispielsweise auftragen oder die Montage kompliziert gestalten, werden vermieden.
- Die Sicherung der Schraube unter einem bestimmten Winkel an der Platte ist von großer Festigkeit. Die Gefahr des LöSENS an kugelförmigen Sitzflächen wird vermieden.
- Die Operationstechnik wird durch die erfindungsgemäße Lösung verändert, weil das Festlegen des Winkels zwischen Schraube und Platte zugleich mit dem Eindrehen in den Knochen erfolgt. Das Anziehen von Zusatzteilen bekannter winkelstabiler Verbindungen entfällt. Der Einsatz von Drehmomentenschraubenziehern ist in Betracht zu ziehen, um ein Zerstören der Gewinde der Verbindung durch Überdrehen zu vermeiden. Drehmomentenschraubenzieher werden auch schon bei den bekannten Implantatsystemen verwendet.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung der anliegenden Zeichnungen bevorzugter Ausführungsformen. In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 Knochenschraube vor Verbindung mit verschiedenen Knochenplatten a—c im Teilschnitt;

Fig. 2 Knochenschraube mit Anschlag im Teilschnitt;

Fig. 3 Knochenschraube mit durchgehendem mehrgängigem Gewinde im Teilschnitt;

Fig. 4 Knochenschraube mit zweigängigem unterbro-

chenem Gewinde im Teilschnitt;

Fig. 5 Knochenschraube mit gehärtetem Formgewinde im Teilschnitt;

Fig. 6 Teil einer Knochenplatte mit durchgehendem Innengewinde in der Draufsicht;

Fig. 7 Teil einer Knochenplatte mit 4fachem unterbrochenem Innengewinde in der Draufsicht;

Fig. 8 Teil einer Knochenplatte mit 3fachem unterbrochenem Innengewinde in der Draufsicht.

Bei einem Fixationssystem gemäß Fig. 1 trägt eine Knochenschraube 1 an einem Schaft 2 einen Schraubenkopf 3, der an der Unterseite eine im wesentlichen sphärische Sitzfläche 4 und an der Oberseite eine Abflachung 5 hat. In der Sitzfläche 4 ist ein Außengewinde 6 vorgeformt. Das Außengewinde 6 hat eine Steigung, die geringfügig kleiner als die Steigung eines Knochengewindes am abgebrochenen Teil des Schaftes 2 ist. In der Abflachung 5 ist eine Aufnahme 7 für ein formschlüssiges Gegenteil eines Eindrehwerkzeuges ausgebildet.

Dieser Knochenschraube 1 können verschiedene Knochenplatten 8 zugeordnet werden, die in den Teilen a—c der Fig. 1 dargestellt sind. Den Knochenplatten 8 ist gemeinsam, daß sie ein Durchgangsloch 9 zum Durchführen des Schaftes 2 und zur Aufnahme des Kopfes 3 der Schraube 1 haben. Sämtliche Durchgangslöcher sind mit einem Innengewinde 10 versehen. Die Innengewinde 10 sind an Sitzflächen 11 ausgebildet, die gemäß Teildarstellung a zylindrisch, gemäß Teildarstellung b konisch und gemäß Teildarstellung c sphärisch sind.

Das Eindrehen der Knochenschraube 1 in eine der Knochenplatten 8 ist unter verschiedenen Winkelausrichtungen möglich. Bei Neigung der Schraubenachse zur Lochachse findet im Bereich der Gewinde 6, 10 eine Materialumformung statt, die zu einer Reibschluß- bzw. Reibschweißverbindung zwischen Schraube 1 und Platte 8 führt. Zugleich legt sich die Platte 8 an den zu versorgenden Knochen an.

Die Knochenschraube 1 gemäß Fig. 2 unterscheidet sich von der zuvor beschriebenen lediglich dadurch, daß der Schraubenkopf 3 angrenzend an die oberseitige Abflachung 5 einen seitlich überstehenden Anschlag 12 aufweist. Der Anschlag 12 soll verhindern, daß die Schraube 1 durch das Durchgangsloch einer Platte 8 tritt, indem sie sich mit dem Anschlag an deren Oberseite anlegt.

Die Knochenschraube 1 gemäß Fig. 3 unterscheidet sich von der gemäß Fig. 1 durch ein mehrgängiges Gewinde 6 an der sphärischen Sitzfläche 4. Wie bei den zuvor erläuterten Knochenschrauben 1 sind die Gewindengänge 6 durchgehend ausgebildet.

Bei der Variante einer Knochenschraube 1 gemäß Fig. 4 weist hingegen der Schraubenkopf 3 an einer sphärischen Sitzfläche 4 ein zweigängiges Gewinde 6 auf, bei dem jeder Gewindengang aus voneinander beabstandeten Gewindesegmenten 13 besteht. Jedes Gewindesegment 13 ist linsenförmig ausgeführt, d. h. hat ein zu seinem Einlaufende 14 und seinem Auslaufende 15 hin konvergierendes Profil. Bei dieser Schraube 1 haben die Gewindesegmente 13 einen konstanten Abstand, sind jedoch in den verschiedenen Gewindengängen an unterschiedlichen Umfangspositionen angeordnet.

Bei der Knochenschraube gemäß Fig. 5 trägt die sphärische Sitzfläche 4 des Schraubenkopfes 3 Gewindesegmente 13 eines Außengewindes 6, die in den verschiedenen Gewindengängen in Gruppen 15 übereinander angeordnet sind. Zwischen den Gruppen 15 sind also meridionale gewindefreie Abstandsbereiche 16

ausgebildet. Bei dieser Schraube 1 handelt es sich um einen am Kopf 3 gehärteten Gewindeformer, der in ein gewindefreies Durchgangsloch einer Knochenplatte 8 eindrehbar ist. Dabei können die Abstandsbereiche 16 als Spannnuten dienen.

Die Fig. 6 zeigt eine Knochenplatte 8, deren Durchgangsloch 9 ein durchgehendes Innengewinde 10 aufweist. Diese Platte 8 entspricht der Teildarstellung a der Fig. 1.

Die Knochenplatte 8 der Fig. 7 hat im Durchgangsloch 9 ein Innengewinde 10 aus voneinander beabstandeten Gewindegang 17. Jeder Gewindegang weist vier Gewindegänge 17 auf, deren Profile jeweils zu den beiden Enden 18, 19 hin konvergieren.

Die Knochenplatte 8 der Fig. 8 unterscheidet sich von der vorherigen dadurch, daß nur drei Gewindegänge 17 pro Gewindegang vorgesehen sind.

Die Knochenplatte 8 gemäß Fig. 6 wird bevorzugt mit einer Knochenschraube 1 gemäß Fig. 4 kombiniert. Das durchgehende Innengewinde 10 der Knochenplatte 8 kann unter verschiedenen Schraubwinkeln in die Abstandsbereiche der Gewindegänge 13 der Knochenschraube 1 eintreten.

Die Knochenplatten 8 der Fig. 7 und 8 können beispielsweise mit Knochenschrauben 1 gemäß Fig. 3 oder 4 benutzt werden. Die Abstandsbereiche zwischen den Gewindegängen 17 lassen sowohl ein Eindringen des durchgehenden als auch des segmentierten Schraubengewindes 6 zu.

Patentansprüche

1. Fixationssystem für Knochen mit einer Knochenplatte (8) mit wenigstens einem Durchgangsloch (9), wenigstens einer in ein Durchgangsloch eingesetzten Knochenschraube (1), eine gegenseitige Ausrichtung unter verschiedenen Winkeln ermöglichenden Sitzflächen (4, 11) von Knochenplatte (8) und Knochenschraube (1) und Mitteln (6, 10) zum Festlegen der Knochenschraube in einem bestimmten Winkel zur Knochenplatte, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zum Festlegen eine durch Eindrehen der Knochenschraube (1) in dem bestimmten Winkel von einem vorgeformten Gewinde (6, 10) an mindestens einer Sitzfläche (4, 11) gebildete Gewindeverbindung der Sitzflächen von Knochenplatte (8) und Knochenschraube (1) aufweisen.
2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Steigung des vorgeformten Gewindes (6, 11) geringfügig kleiner als die Steigung eines Knochengewindes der Knochenschraube (1) ist.
3. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das vorgeformte Gewinde (6, 10) voneinander beabstandete Gewindegänge (13, 17) hat.
4. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewindegänge (13, 17) jeweils einen Einlaufbereich mit zum Einlaufende (14, 19) hin konvergierendem Gewindeprofil haben.
5. System nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Gewindegang des vorgeformten Gewindes (6, 10) drei bis vier Gewindegänge (13, 17) hat.
6. System nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewindegänge (13, 17) in bestimmten Umfangsbereichen des vorgeformten Gewindes (6, 10) in Gruppen (15) ange-

ordnet sind.

7. System nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß sowohl die Sitzfläche (11) der Knochenplatte (8) als auch die Sitzfläche (4) der Knochenschraube (1) ein vorgeformtes Gewinde (6, 10) aus voneinander beabstandeten Gewindegängen (13, 17) hat.

8. System nach einem der Ansprüche 3 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (4) der Knochenschraube (1) ein vorgeformtes Gewinde (6) aus voneinander beabstandeten Gewindegängen (13) und die Sitzfläche (11) der Knochenplatte (8) ein vorgeformtes, durchgehendes Gewinde (10) hat.

9. System nach einem der Ansprüche 3 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (11) der Knochenplatte (8) ein vorgeformtes Gewinde (10) aus voneinander beabstandeten Gewindegängen (17) und die Sitzfläche (4) der Knochenschraube (1) ein durchgehendes, vorgeformtes Gewinde (6) hat.

10. System nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß nur eine der Sitzflächen (4) ein vorgeformtes Gewinde (6) hat und aus einem härteren Material als die andere Sitzfläche ist.

11. System nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das vorgeformte Gewinde der einen Sitzfläche (4) ein durchgehendes Gewinde (6) ist.

12. System nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Knochenschraube (1) das eine Gewinde (6) hat.

13. System nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das vorgeformte Gewinde ein mehrgängiges Gewinde (6) ist.

14. System nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (4) der Knochenschraube (1) sphärisch ist.

15. System nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (4) der Knochenschraube (1) an der Unterseite eines Schraubenkopfes (3) ausgebildet ist.

16. System nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Schraubenkopf (3) einen Anschlag (12) für Anlage an einem Gegenanschlag der Knochenplatte (8) hat.

17. System nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (11) der Knochenplatte (8) zylindrisch, konisch oder sphärisch ist.

18. System nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Sitzfläche (11) der Knochenplatte (8) in einem Durchgangsloch (9) ausgebildet ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

FIG.1

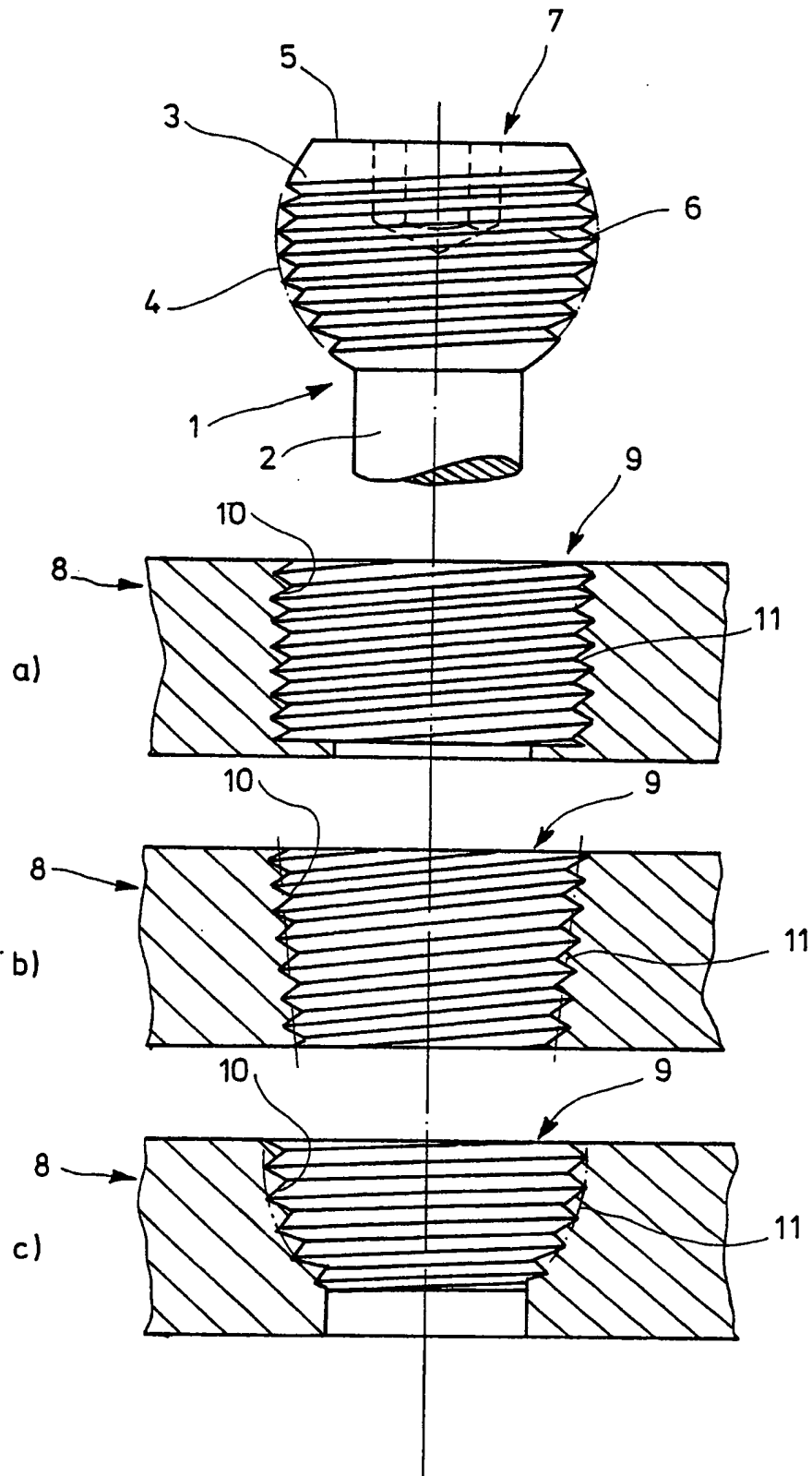


FIG.2

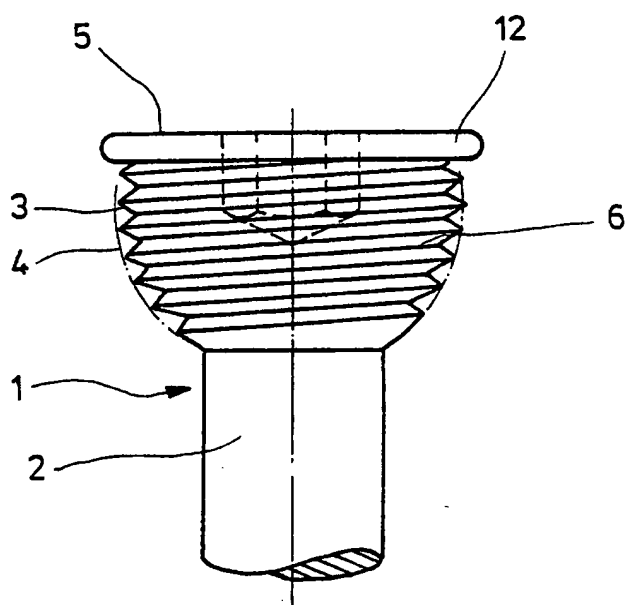


FIG.3

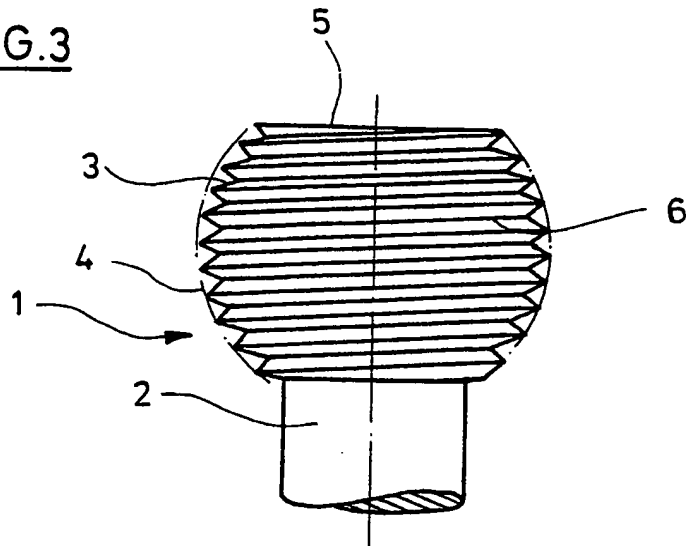


FIG.4

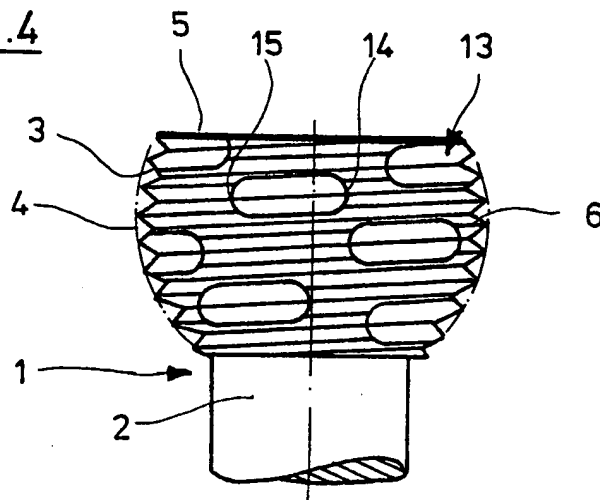


FIG.5

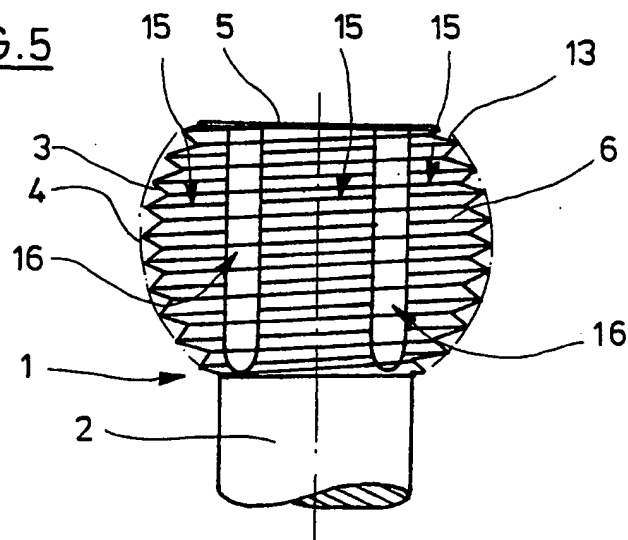


FIG.6

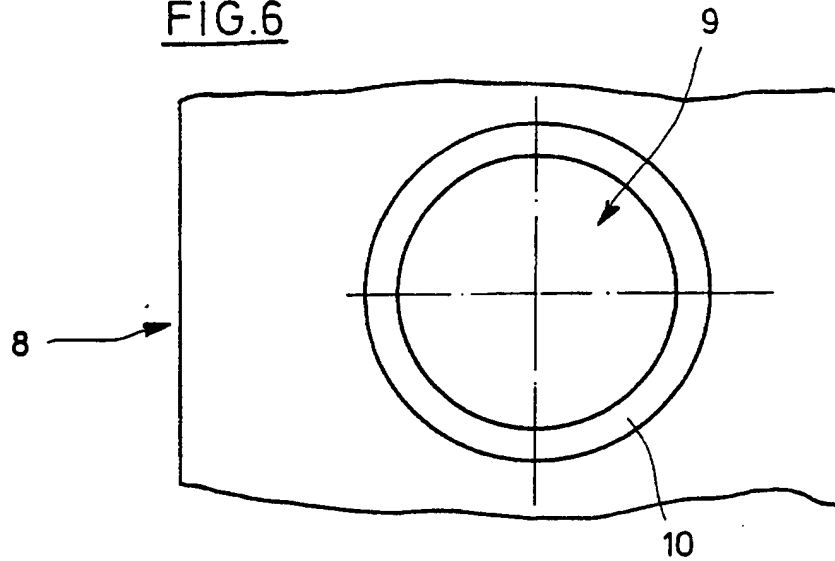


FIG.7

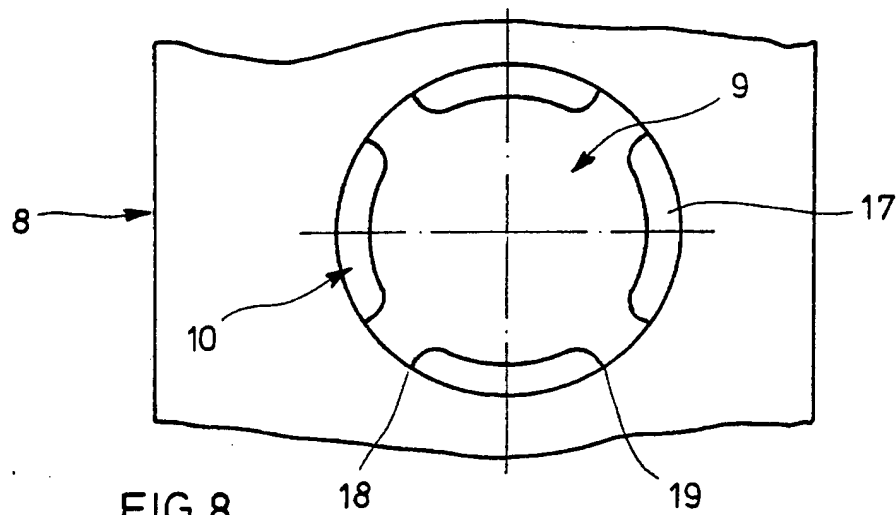
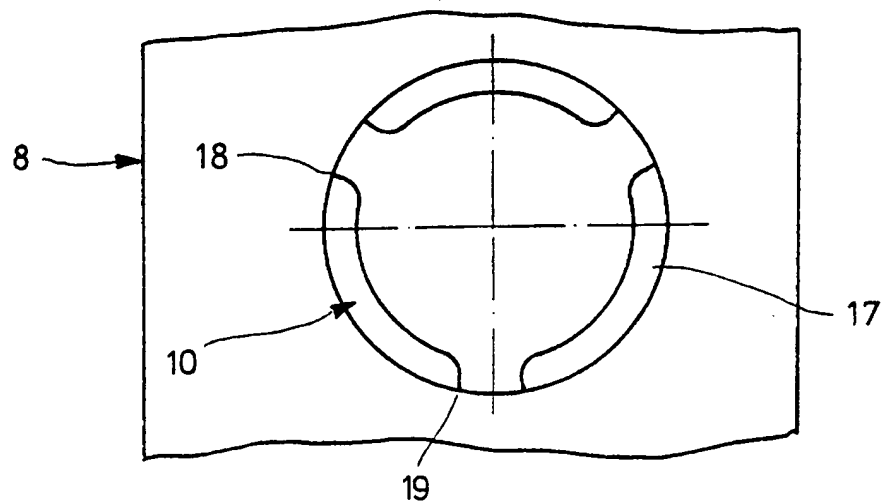


FIG.8



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.